

NZ222839	A	19910326	[NZ-222839]
STG:	Patent application		
AP:	1987NZ-0222839 19871208		
CA1283827	C	19910507	[CA1283827]
STG:	Patent		
AP:	1987CA-0553554 19871204		
EP0272530	B1	19911016	[EP-272530]
STG:	Patent specification		
AT68358	T	19911115	[ATE068358]
STG:	Translation of European patent specification		
AP:	1987AT-0118076 19871207		
DE3773867	D1	19911121	[DE3773867]
STG:	Granted EP number in Bulletin		
AP:	1987DE-3773867 19871207		
AU620536	B2	19920220	[AU-620536]
STG:	Patent preceded by A1		
PH26445	A	19920715	[PH--26445]
STG:	Patent for invention (first and only publ.)		
AP:	1987PH-0036231 19871215		
IL84811	A	19930221	[IL--84811]
STG:	Application of patent for invention		
HK27494	A	19940331	[HK9400274]
STG:	UK patents registered		
AP:	1994HK-0000274 19940324		
SG139593	G	19940610	[SG9301395]
STG:	UK patent registered		
AP:	1993SG-0001395 19931223		
FD:	Technical priority: CH502186A 19861218 [1986CH-0005021]		
IE60868	B1	19940824	[IE--60868]
STG:	Patent specification		
DK170660	B1	19951127	[DK-170660]
STG:	Patent specification		
KR960000845	B1	19960113	[KR9600845]
STG:	Patent specification		
AP:	1987KR-0014351 19871215		
JP2648314	B2	19970827	[JP2648314]
STG:	Grant. Pat. With A from 2500000 on		

TI
OTI

- Device for applying fluid substances.
- (JP63164963)

HIKAMATAHAHINAICHUSHANOTAMENOKEITAIYOSOCHI

APPARAT TIL INDGIVELSE AF BIOLOGISK VIRKSOMME, FLYDENE STOFFER

AB

- (EP-272530)

The portable appliance is of use for the subcutaneous or intradermal injection of a liquid formulation of an active principle and it comprises in combination: a supply vessel for the

formulation; an injection needle adapted to communicate with the vessel; pump means for emptying the vessel through the injection needle; securing means for securing the appliance to an appropriate part of the patient's body; and needle-driving means for shooting the injection needle into the patient's skin.

(From US4886499 A)

- DS - (EP-272530)
AT BE CH DE FR GB IT LI LU NL SE
- FD - (ZA8709351)
Technical priority: CH502186A 19861218 [1986CH-0005021]
- FD - (SG9301395)
Technical priority: CH502186A 19861218 [1986CH-0005021]
- PR - 1986CH-0005021 19861218
1987EP-0118076 19871207
1993SG-0001395 19931223
- IN - CIRELLI GIORGIO DR; STEFFEN HANS DR; SURBER CHRISTIAN DR
- PA - HOFFMAN LA ROCHE
HOFFMANN LA ROCHE
- PA0 - F. HOFFMANN-LA ROCHE AG; Postfach 3255; 4002 Basel (CH)
- PAH - (A2) HOFFMANN LA ROCHE (CH)
- PAH - STEFFEN HANS; FROM 19870216 TO 19870216
F HOFFMANN LA ROCHE; FROM 19870216 TO 19880330
CIRELLI GIORGIO; FROM 19871204 TO 19871216
SURBER CHRISTIAN; FROM 19871204 TO 19880210
HOFFMANN LA ROCHE; FROM 19880330 TO 19970106
HOFFMANN LA ROCHE; FROM 19880330
ROCHE DIAGNOSTIC SYSTEMS; FROM 19970106 TO 19981211
ROCHE DIAGNOSTICS; FROM 19981211 TO 20010502
HOFFMAN LA ROCHE; FROM 20010502
- PAH - (D1) HOFFMANN LA ROCHE (CH)
- RP - (EP-272530)
(A2) Kørber, Wolfhart, Dr. et al ; Patentanwælte Dipl.-Ing. H. Mitscherlich Dipl.-Ing. K. Gunschmann Dr.rer.nat. W. Kørber Dipl.Ing. J. Schmidt-Evers Dipl.-Ing. W. Melzer
Steinsdorfstrasse 10 ; D-8000 München 22 [DE]
- RP - (US4886499)
(A) Saxe, Jon S.; Leon, Bernard S.; Huffmann, A. Kate
- XPN - EP-272530
US4886499
DE3773867
JP2648314; JP63164963
DK-170660; DK8706658
IE--60868; IE8703430
ZA8709351
AU-620536; AU8782663
IL--84811
NZ-222839
CA1283827
ATE068358
PH--26445
HK9400274
SG9301395
KR9600845
- FT - Appareil pour l'application de substances fluides.
- GT - Gerät zur Applikation flüssiger Systeme.
- IC - A61M
A61M-005/00
A61M-005/14
A61M-005/142
A61M-005/145
A61M-005/168
A61M-005/178
A61M-005/18



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

Veröffentlichungsnummer:

**0 272 530
A2**

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

Anmeldenummer: 87118076.6

Int. Cl.⁴: **A61M 5/20**, A61M 5/14

Anmeldetag: 07.12.87

Priorität: 18.12.86 CH 5021/86

Veröffentlichungstag der Anmeldung:
29.06.88 Patentblatt 88/26

Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE FR GB IT LI LU NL SE

Anmelder: **F. HOFFMANN-LA ROCHE & CO.**
Aktiengesellschaft

CH-4002 Basel(CH)

Erfinder: **Cirelli, Giorgio, Dr.**
Kirchweg 41b

CH-5415 Nussbaumen(CH)

Erfinder: **Steffen, Hans, Dr.**
Seestrasse 16

CH-4410 Liestal(CH)

Erfinder: **Surber, Christian, Dr.**

Gellertstrasse 11

CH-4052 Basel(CH)

Vertreter: **Körber, Wolfhart, Dr. et al**
Patentanwälte Dipl.-Ing. H. Mitscherlich
Dipl.-Ing. K. Gunschmann Dr.rer.nat. W.
Körber Dipl.Ing. J. Schmidt-Evers Dipl.-Ing.
W. Meizer Steinsdorfstrasse 10
D-8000 München 22(DE)

Gerät zur Applikation flüssiger Systeme.

Das tragbare Gerät dient zur subkutanen oder intradermalen Injektion einer flüssigen Wirkstoffformulierung und besteht aus einer Kombination aus einem Vorratsbehälter (3) für die Wirkstoffformulierung, einer mit dem Behälter in Verbindung bringbare Injektionsnadel (7), einer Pumpeinrichtung (4,32,34,50) zum Entleeren des Behälters durch die Injektionsnadel, Befestigungsmitteln (16,17) zum Befestigen des Geräts an einer geeigneten Körperstelle des Patienten und einer Nadelantriebsvorrichtung (12-13) zum Einschossen der Injektionsnadel in die Haut des Patienten.

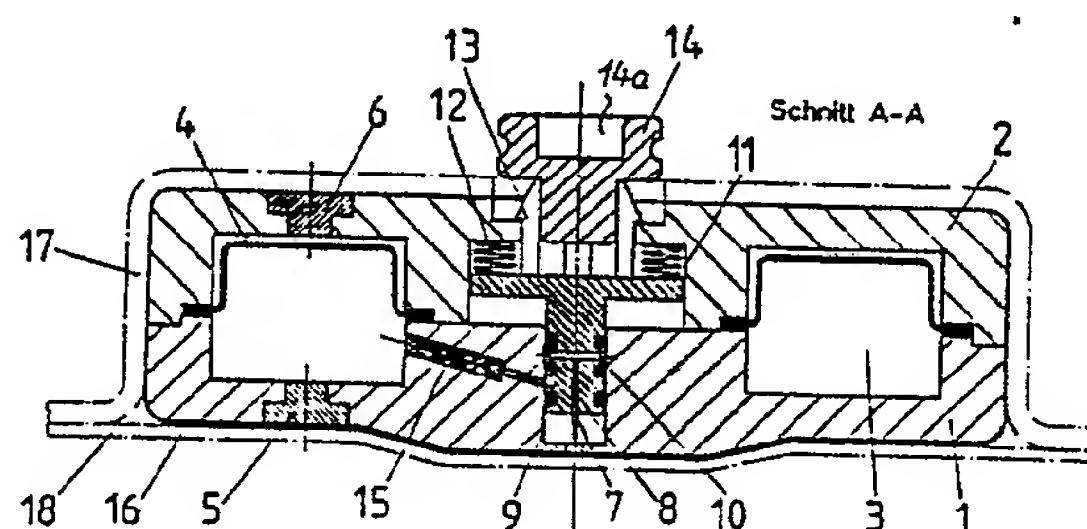


Fig.1

EP 0 272 530 A2

Gerät zur Applikation flüssiger Systeme

Die Erfindung betrifft ein tragbares Gerät zur intradermalen oder subkutanen Injektion einer flüssigen Wirkstoffformulierung.

Seit einiger Zeit zeichnet sich deutlich das Bedürfnis nach kleinen, kompakten und tragbaren Injektionsvorrichtungen ab, die auf einer geeigneten Körperstelle getragen werden und die während längerer Zeitspannen genau definierte Mengen von Wirkstoffen in den Körper, vorzugsweise subkutan, abgeben. Es sind schon verschiedene Vorrichtungen dieser Art bekannt, die gegenüber der konventionellen Subkutanspritze erhebliche Vorteile aufweisen. Bei der herkömmlichen subkutanen Injektion wird ein sogenannter Bolus eines Wirkstoffs in den Körper gebracht und muss dort allmählich absorbiert und im Körper verteilt werden. Diese Verteilung hängt stark von den physiologischen Gegebenheiten des Individuums ab und ist daher nicht mehr kontrollierbar. Vorrichtungen, die einen Wirkstoff über längere Zeit hinweg kontinuierlich abgeben haben demgegenüber den Vorteil, dass eine genau auf die Bedürfnisse des Körpers abgestimmte Kontrolle möglich ist. Es ist sogar möglich, Phasen der Wirkstoffabgabe mit Phasen, in denen kein Wirkstoff abgegeben wird, abzuwechseln. Speziell bei hochwirksamen Wirkstoffen, wie beispielsweise Insulin, Interferon und dergleichen ist eine derart physiologisch angepasste Wirkstoffabgabe vorteilhaft.

Bekannt Geräte dieser Art haben üblicherweise einen Behälter für den Wirkstoff, mit dem eine Injektionsnadel verbunden ist. Der Behälterinhalt wird durch eine Pumpvorrichtung über eine vorbestimmte Zeitspanne hinweg verteilt in den Körper abgegeben. Ein Beispiel einer solchen Vorrichtung ist in DE 3121888 beschrieben. Das Gerät enthält einen Vorratsbehälter in Form eines Schlauches, der durch eine von einem Uhrwerk angetriebene Quetschrolle durch eine am Schlauchende angeschlossene Injektionsnadel entleert wird. Die Injektionsnadel wird in einiger Entfernung vom Gerät in das Hautgewebe eingestochen. Das Gerät ist ähnlich wie eine Armbanduhr am Handgelenk zu tragen. Eine andere Lösung ist im U.S. Patent 4,552,561 beschrieben. Dieses Gerät ist auf der Haut aufklebbar und trägt die Injektionsnadel auf seiner Unterseite, so dass die Einstichstelle während der Anwendung vom Gerät abgedeckt wird. Auch bei diesem Gerät muss die Nadel in das Hautgewebe eingestochen werden. Sowohl bei den herkömmlichen subkutanen Bolusinjektionen, als auch bei den erwähnten neueren subkutanen Injektionsvorrichtungen ist vor allem das Einstechen der Injektionsnadel problematisch. Medizinische Laien haben meistens keine ausreichende

Uebung eine solche Nadel richtig zu plazieren und eine häufig durchaus berechtigte Hemmung wegen des zu erwartenden Schmerzes.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine tragbare Injektionsvorrichtung der erwähnten Art bereitzustellen, bei dem die mit bekannten Geräten verbundenen Nachteile nicht auftreten und das insbesondere vom medizinischen Laien ohne weiteres angewendet werden kann.

Erfindungsgemäss wird dies erreicht durch ein Gerät der eingangs erwähnten Art, das sich auszeichnet durch eine Kombination aus einem Vorratsbehälter für die Wirkstoffformulierung, eine mit dem Behälter in Verbindung bringbare Injektionsnadel, eine Pumpeinrichtung zum Entleeren des Behälters durch die Injektionsnadel, Befestigungsmitteln zum Befestigen des Geräts and einer geeigneten Körperstelle des Patienten und durch eine Nadelantriebsvorrichtung zum Einschiessen der Injektionsnadel in die Haut des Patienten.

Das Gerät kann zusätzlich eine Flusskontrollvorrichtung enthalten, mit der die Wirkstoffabgabe entweder konstant gehalten oder gemäss einem bestimmten Profil vorgenommen werden kann.

Gemäss einer Weiterbildung der Erfindung besteht das Gerät aus zwei Teilen, von denen ein Teil mit den wertvolleren Elementen mehrfach benutzt und der andere Teil als Verbrauchsmaterial nach einmaliger Benutzung weggeworfen werden kann.

Als Behälter für den Wirkstoff bzw. die Wirkstofflösung kann beispielsweise einfach ein Teil des Gerätegehäuses vorgesehen werden, wobei durch eine geeignete Membran aus Elastomeren, Metallen und dergleichen in ein-oder mehrschichtiger Ausführung eine Kammer abgetrennt ist. Eine weitere Möglichkeit für einen Vorratsbehälter ist ein geschlossener Behälter wiederum aus Elastomeren, Metallen und dergl., beispielsweise in Form eines Balgs. Eine andere Lösung für den Vorratsbehälter ist ein Quetschschlauch, wie er beispielsweise in der einleitend erwähnten Patentbeschreibung gezeigt ist. Noch eine andere Möglichkeit stellt eine Kolbenspritze dar, deren Zylinder als Vorratsbehälter dient. Schliesslich kann auch noch ein saugfähiges Material ähnlich einem Schwamm, für die Wirkstoffaufnahme dienen. Es können mehrere voneinander getrennte Vorratsbehälter oder -kammern vorgesehen werden, beispielsweise im Fall der Injektion zweier Wirkstoffe oder bei Einsatz eines Wirkstofflyophilisats und einem Rekonstitutionslösungsmittel. Für den Antrieb der Pumpeinrichtung zum Entleeren des Behälters kommen unterschiedliche Energiequellen in Frage. So kann die Pumpe beispielsweise gasbetrieben sein, wobei der zum Entleeren des Behälters erforder-

derliche Druck durch Elektrolyse-, Photolyse- oder chemische Reaktionen und schliesslich auch durch Treibdämpfe, wie z.B. Freon etc., erzeugt werden kann. Eine weitere Möglichkeit ist die Erzeugung des erforderlichen Druckes durch einfache Osmose oder Elektroosmose. Daneben sind selbstverständlich auch mechanische Antriebe geeignet, beispielsweise durch Fadern, Bimetalle, Gedächtnislegierungen oder auch durch Uhrentriebwerke. Schliesslich kommen auch elektrische oder magnetische Antriebe in Frage in Form der bekannten Elektropumpen, Membranpumpen, piezoelektrischen Pumpen, elektrischen Uhrentriebwerke oder Magneten.

Für die Befestigung des Geräts an der geeigneten Körperstelle des Patienten eignet sich vor allem eine Klebeschicht auf der Auflagefläche des Geräts, die sich gegebenenfalls in Form eines Pflasters über das Gerät hinaus erstreckt. Eine Alternative dazu ist beispielsweise ein Befestigungsband wie das in der eingangs erwähnten deutschen Offenlegungsschrift gezeigte Armband.

Als Antriebsvorrichtung für die Nadel wird bevorzugt eine Metallfeder vorgesehen.

Bei konstantem Fluss wird die konstante Freisetzung des Wirkstoffs z.B. mittels Kapillaren, Fritten oder Membranen eingestellt. Zusätzlich kann der Fluss durch Anpassung der Viskosität der flüssigen Wirkstoffformulierung eingestellt werden.

Die Kontrolle der Abgabemenge des Wirkstoffs kann ebenfalls auf unterschiedliche Art verwirklicht werden. So kann beispielsweise zwischen dem Vorratsbehälter und der Nadel ein Quetschschlauch angeordnet sein, dessen Durchmesser je nach Bedarf erweitert oder reduziert wird. Eine weitere Möglichkeit besteht im Vorsehen eines Druckreduzierventils bekannter Art. Eine andere Möglichkeit besteht in der Auswahl eines bestimmten Bereichs der Ausdehnung der Antriebsfeder oder in der Benutzung besonderer Tellerfedern, bei denen die Kraft innerhalb vorgegebener Grenzen über eine Wegstrecke konstant ist. Eine aufwendigere Flusskontrolle ist auch durch Rückkopplung mittels Sensoren möglich. Schliesslich kann auch eine Flusskontrolle dadurch stattfinden, dass zum Antrieb der Behälterentleerung ein speziell programmiertes Pumpwerk eingesetzt wird.

Als Injektionsnadeln werden möglichst dünne Kapillaren, d.h. mit einem Durchmesser vorzugsweise $< 0,5$ mm, verwendet, da der Schmerz mit der Nadeldicke zunimmt. Auch die Einstichtiefe und der Schliff der Nadel wirken sich auf die Schmerzentstehung aus. Deshalb wird eine Einstichtiefe von $5000 \mu\text{m}$ mit Vorteil nicht überschritten. Ausserdem ist die Nadel vorzugsweise schräg angeschliffen, z.B. als Lanzettenschliff.

Wenn aufgrund des Nadeldurchmessers und der Einstichtiefe Schmerz vermieden wird, so kann

doch durch die Wirkstoffformulierung selbst ein Schmerz oder eine Reizung verursacht werden. Dem kann durch ein Lokalanesthetikum in der Wirkstoffformulierung entgegengewirkt werden.

Im folgenden werden anhand der beiliegenden Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung beschrieben.

Es zeigen

Fig. 1 einen Querschnitt durch eine Injektionsvorrichtung nach der Erfindung,

Fig. 2 eine Aufsicht auf die Vorrichtung nach Fig. 1 ohne Sicherungskappe 14

Fig. 3 einen Querschnitt durch eine andere Ausführungsform der Erfindung

Fig. 4 eine Aufsicht mit teilweiser Schnittdarstellung der Vorrichtung nach Fig. 3,

Fig. 5 einen Querschnitt durch eine weitere Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 6 einen Schnitt entlang der Ebene B-B

Vorrichtung nach Fig. 5.

Fig. 7 einen Querschnitt durch eine weitere Ausführungsform der Erfindung.

Fig. 8 einen Schnitt entlang der Ebene A-A der Vorrichtung nach Fig. 7.

Fig. 9 einen Schnitt entlang einer Ebene senkrecht zur Achse einer weiteren Ausführungsform der Erfindung.

Die in den Figuren 1 und 2 gezeigte Vorrichtung besteht aus einem zweiteiligen flachzylindrischen Gehäuse mit einem Unterteil 1 und einem Oberteil 2. Die beiden Gehäuseteile sind fest, z.B. durch ein (nicht gezeigtes) Gewinde, miteinander verbunden. Durch ringförmige Ausnehmungen in den einander berührenden Flächen der beiden Teile wird eine ringförmige Kammer 3 gebildet. Durch eine Membran 4 wird die ringförmige Kammer in zwei voneinander getrennte Räume unterteilt. Beide Räume sind durch normalerweise mit Stopfen verschlossenen Einfüllöffnungen 5 und 6 mit der Aussenseite verbunden.

Im Zentrum des scheibenförmigen Gehäuses befindet sich eine Injektionsnadel 7 mit einer zu deren Einschiessen geeigneten Antriebsvorrichtung. Die Injektionsnadel besteht aus einer Stahlkapillare mit einem Durchmesser von $200 \mu\text{m}$. Alternativ wäre gegebenenfalls eine Glaskapillare denkbar. Die Injektionsnadel 7 wird von einem Nadelträger 8 gehalten. Der Nadelträger 8 besitzt einen unteren zylindrischen Teil und einen oberen flachen scheibenförmigen Teil. Der zylindrische Teil ist in einer entsprechende Bohrung 9 des Gehäuseunterteils 1 axial verschiebbar angeordnet. Er besitzt eine quer zu seiner Achse geführte Bohrung 10 die mit dem Inneren der Hohnadel 7 in Verbindung steht. Seine zylindrische Aussenfläche ist mit drei umlaufenden Nuten versehen, in die dichtende O-Ringe eingesetzt sind. Ferner befindet sich auf der Höhe der Bohrung 10 ebenfalls eine

flache umlaufende Nut.

Die Bohrung 9 ist in ihrem untersten Teil auf einen Durchmesser verkleinert, der lediglich den Durchtritt der Nadel zulässt.

Der obere scheibenförmige Teil des Nadelträgers 8 ist in einer entsprechenden weiteren konzentrischen Bohrung 11 des Gehäuseoberteils 2 axial verschiebbar angeordnet. Auf etwa zwei Drittel der Dicke des Gehäuseoberteils ist die Bohrung 11 auf etwa ihren halben Durchmesser verkleinert. Dadurch wird ein Anschlag gebildet. Zwischen diesem Anschlag und dem Oberteil des Nadelträgers 8 ist eine Antriebsfeder 12 angeordnet, die dem Einschiessen der Nadel in die Haut des Patienten dient.

Der Nadelträger 8 ist ferner mit federnden Haltefingern 13 versehen, die sich von seiner Oberfläche nach oben erstrecken. Diese Haltefinger sind mit einem klinkenähnlichem Absatz versehen, der an der Kante einer Erweiterung der Bohrung 11 einrastet. Wenn die Haltefinger 13 eingerastet sind, befindet sich der Nadelträger 8 mit der Nadel 7 in seiner oberen Position, in der die Feder 12 gespannt ist und die Nadel nicht über die untere Fläche des Gehäuses hinausragt.

Zwischen den Haltefingern befindet sich eine Sicherungskappe 14, die verhindert, dass die federnden Haltefinger 13 unbeabsichtigt zusammengedrückt werden können und dadurch der Nadelantrieb ausgelöst wird. Auf der anderen Seite besitzt die Kappe eine Bohrung 14a, deren Durchmesser bei umgekehrtem Aufdrücken der Sicherungskappe 14 derart auf geeignete Schrägflächen der Haltefinger 13 passt, dass diese durch Aufdrücken der Kappe zusammengepresst werden und dadurch der Haltemechanismus ausgelöst wird.

Im Gehäuseunterteil ist eine Verbindungsbohrung 15 zwischen dem unteren Raum der Kammer 3 und der Bohrung 9 angeordnet. Diese Bohrung ist auf einem Teil ihrer Länge erweitert zur Aufnahme eines Drosselkörpers, der beispielsweise aus einer Teflonfritte besteht. Die Bohrung 15 ist so geführt, dass sie auf einer Höhe in die Bohrung 9 mündet, die der Bohrung 10 im Nadelträger entspricht, wenn dieser sich auf seiner unteren Position befindet. In der oberen Endlage ist die Mündung der Bohrung 15 in der Bohrung 9 durch den zylindrischen Teil des Nadelträgers 8 und die beiden unteren O-Ringe geschlossen.

Die Vorrichtung weist auf ihrer Unterseite eine Klebeschicht 16 auf. Ausserdem ist die Vorrichtung in ein entsprechend geformtes Befestigungspflaster 17 eingebettet. Die Klebeschicht 16 sowie auch die Klebeschicht des Pflasters sind vor dem Gebrauch durch eine Schutzfolie 18 abgedeckt. Die Klebeschicht 16 auf der Unterseite und diejenige des Pflasters können zusätzliche Wirkstoffe, beispiels-

weise ein Lokalanaesthetikum enthalten.

Bei der Herstellung wird nach dem Zusammenbau der Vorrichtung der untere Raum der Kammer 3 über die Verbindungsöffnung 5 mit einem gewünschten Wirkstoff gefüllt und die Verbindungsöffnung 5 danach verschlossen. Ebenso wird der obere Raum der Kammer 3 durch die Verbindungsöffnung 6 mit einem Treibmittel gefüllt. Diese Füllungen sind in den meisten Fällen Herstellungsschritte und erfolgen dann nicht durch den Anwender. Im Fall von bestimmten Wirkstoffen kann es aber auch zweckmässig sein, die Füllung kurz vor der Anwendung vorzunehmen. Danach ist die Vorrichtung zur Anwendung bereit.

Bei der Anwendung ist die Funktionsweise wie folgt:

Der Benutzer zieht die Schutzfolie 18 ab und klebt die Vorrichtung mit Hilfe des Befestigungspflasters 17 und der Klebefolie 16 an einer geeigneten Körperstelle auf. Danach entfernt er die Sicherungskappe 14, dreht sie um und drückt sie auf die Schrägflächen der Befestigungsfinger 13. Diese werden auf diese Weise zusammengepresst und geben den Nadelantrieb frei. Die Feder 12 entspannt sich und drückt den Nadelträger 8 mit der Nadel 7 um die vorgesehene Distanz nach unten durch die Klebefolie hindurch in die Haut des Benutzers. Die Nadel soll etwa mindestens 50 μm und maximal etwa 5000 μm in die Haut eindringen. Wegen der geringen Eindringtiefe, des kleinen Durchmessers und des steilen Anschliffs der Nadel ist der Einstich schmerzlos oder schmerzarm.

Gleichzeitig wird mit der Verschiebung der Nadelträgers nach unten die Querbohrung 10 auf die Höhe der Mündung der Verbindungsbohrung 15 gebracht, so dass die Verbindungsbohrung nun mit der Nadel 7 in Verbindung steht. Der Wirkstofffluss durch die Nadel ist freigegeben und bestimmt sich einerseits durch den Druck des Treibmittels im oberen Raum der Kammer 3 und andererseits durch die Drosselwirkung des Drosselkörpers 15. Durch geeignete Auswahl dieser Faktoren, kann die Grösse des Wirkstoffstroms und damit die Dauer der Injektion bestimmt werden.

Die in den Figuren 3 und 4 gezeigte Vorrichtung ist bezüglich des Wirkstoffspeichers und bezüglich der Einschiessvorrichtung für die Nadel gleich aufgebaut wie das vorher beschriebene Ausführungsbeispiel. Zur Kompensation von Druckschwankungen des Treibmittels ist beim vorliegenden Ausführungsbeispiel zusätzlich ein Druckreduzierventil (Druckbegrenzungsventil) vorgesehen. Das Druckreduzierventil ist in einem Segment des kreisförmigen Gehäuses angeordnet. Dementsprechend erstreckt sich die Kammer 3 nur über einen Teil des Umfangs.

Das Reduzierventil besitzt ein eigenes Gehäuse, das in eine entsprechende Aussparung

des Gehäuses der Vorrichtung eingesetzt ist. Im Inneren besitzt es die von Druckreduzierventilen her bekannte, durch eine Membran 20 vorgenommene Unterteilung in eine Hochdruckkammer 21 und eine Niederdruckkammer 22. In der Verbindungsbohrung zwischen Hochdruckkammer 21 und Niederdruckkammer 22 ist ein Stempel 23 angeordnet, der im Zentrum der Membran 20 befestigt ist und durch axiale Verschiebung die Verbindungsöffnung verschliessen kann. Auf der anderen Seite der Membran befindet sich zwischen Stempel 23 und einem einstellbaren Wiederlager 25 eine Feder 24. Diese Feder bestimmt im wesentlichen den Druck, der in der Niederdruckkammer besteht. Die Hochdruckkammer 21 ist durch eine Verbindungsbohrung 26 mit dem unteren Raum der Kammer 3, d.h. dem Wirkstoffreservoir verbunden. Die Niederdruckkammer ist durch eine Bohrung 27 mit der zentralen Bohrung 9 verbunden und mündet wie beim vorher beschriebenen Beispiel auf der Höhe der Querbohrung 10, wenn sich der Nadelträger auf seiner unteren Endposition befindet.

Das Druckreduzierventil ermöglicht die Aufrechterhaltung einer weitgehend konstanten Abgaberate des Wirkstoffs, unabhängig von Druckschwankungen auf der Hochdruckseite. Solche Druckschwankungen können durch Änderungen des Dampfdrucks des Antriebsmittels als Folge von Temperaturschwankungen auftreten.

Wie im vorher beschriebenen Beispiel wird diese Vorrichtung ebenfalls mit Klebeschicht, Befestigungspflaster und Schutzfolie versehen, und die Funktionsweise der Vorrichtung bei der Anwendung unterscheidet sich praktisch nicht von der beim vorher beschriebenen Beispiel.

Bei der in den Figuren 5 und 6 gezeigten Vorrichtung ist eine alternative Vorrichtung zur Förderung des Wirkstoffs und eine andere Form des Reservoirs vorgesehen. Als Reservoir sind zwei Beutel, Blasen oder Bälge 28 vorgesehen, die auf einer Seite eine Öffnung aufweisen, mit der sie an einer Halterung 29 befestigt sind, die auch die Füllöffnung 30 und die Verbindungsbohrung 31 zur zentralen Bohrung 9 aufweist. Die beiden Halterungen 29 sind fest mit dem zentralen zylindrischen Teil des Gehäuseunterteils 1 verbunden. Um diesen festen Teil herum ist ein Drehkörper 32 angeordnet, der zwei nach innen ragende Stege 33 aufweist, die jeweils an den Rückseiten der Reservoirbeutel 28 anliegen.

Zwischen dem Drehkörper und der Aussenwand des Gehäuseoberteils 2 ist ein Raum, in dem eine Spiralfeder 34 angeordnet ist. Diese Spiralfeder ist mit ihrem einen Ende in der Gehäusewand, mit ihrem anderen Ende im Drehkörper befestigt. Wenn sich die gespannte Spiralfeder entspannt, bewirkt sie ein Drehen des Drehkörpers, die mit

den Stegen 33 die Reservoirbeutel 28 zusammendrückt und auf diese Weise den in ihnen enthaltenen Wirkstoff durch die Verbindungsöffnungen 31 entleert.

Durch Ausnutzung eines Teils der nutzbaren Windungszahl der Spiralfeder für die Drehbewegungen wird eine Steuerwirkung erreicht. Auf diese Weise erfolgt also die Förderung des Wirkstoffs und die Steuerung bzw. Kontrolle des Flusses gleichzeitig mit Hilfe der Antriebsfeder. Im übrigen entspricht die Funktion dieser Ausführungsform ebenfalls der in Figur 1 und 2 gezeigten Ausführungsform.

Die in den Figuren 7 und 8 gezeigte Vorrichtung besitzt in Abweichung von den bisher beschriebenen Ausführungsformen zwei Vorratsbehälter oder -kammern 35,36 und zwei separate mit Nadeln 37,38 versehene Nadelträger 39,40, die von einem gemeinsamen Betätigungsmechanismus 41 angetrieben werden. Diese Ausführungsform eignet sich für den Fall, dass zwei Wirkstoffe gleichzeitig und getrennt injiziert werden müssen.

Alternativ zu der gezeigten Version könnte anstelle der beiden Nadelträger mit zwei Nadeln auch ein einziger Nadelträger mit zwei Nadeln vorgesehen werden. Hierfür wäre ein aufwendigeres Dichtungssystem nötig.

Das in Fig. 9 im Schnitt gezeigte Ausführungsbeispiel besitzt eine elektrisch angetriebene Wirkstoffförderung. Wegen des verhältnismässig hohen Werts der elektrischen Elemente bei dieser Ausführungsform ist die Vorrichtung in einen Wegwerfteil 42 und einen wiederverwendbaren Teil 43 aufgeteilt. Die beiden Teile sind durch federnde Klammern 56, die in entsprechende Ausnehmungen eingreifen, miteinander verbunden.

Der Wegwerfteil 42 enthält wiederum einen Vorratsbehälter 55 mit einer durch ein Septum 44 verschlossenen Einfüllmöglichkeit. Durch das System kann das Reservoir ggf. erst kurz vor dem Gebrauch gefüllt werden. Ausserdem enthält der Wegwerfteil eine Pumpeinrichtung 45 mit einem mit dem Vorratsbehälter in Verbindung stehenden Ansaugventil 46, einem die Zuführleitung 47 zur Injektionsnadel 48 kontrollierenden Ausstossventil 49 und einer zwischen den beiden Ventilen angeordneten und mit beiden verbundenen Kolbenpumpe 50. Die Funktion der Pumpeinrichtung 45 ist wie folgt: Wenn der Kolben der Pumpe 50 aus der gezeigten Position zurückgezogen wird, wird durch das Ansaugventil 46 ein bestimmtes Volumen aus dem Vorratsbehälter angesaugt. Während dieser Phase ist das Ausstossventil 49 geschlossen. Wenn der Kolben anschliessend wieder vorwärts bewegt wird, schliesst sich das Ansaugventil 46 und öffnet sich das Ausstossventil 49, so dass das angesaugte Volumen der Injektionsnadel zugeführt wird. Die Injektionsnadel mit Nadelträger

und Einstechmechanismus (hier nicht gezeigt) gehört ebenfalls zum Wegwerfteil.

Der Wiederverwendbare wertvollere Teil 43 enthält den elektrischen Antrieb für die Pumpeinrichtung. Dieser besteht aus einem Elektromagneten 51, der das Zurückziehen des Kolbens der Pumpe 50 bewirkt, während die Vorwärtsbewegung durch eine Rückstellfeder 52 erfolgt. Der Elektromagnet 51 wird durch eine Steuerelektronik 52 gesteuert. Der Elektromagnet 51 und die Steuerung 53 werden von einer Batterie 54 mit Strom versorgt.

Eine elektrisch angetriebene Pumpe eignet sich besonders auch für die Kombination mit einer elektronischen Steuerung der Abgabemenge. Das Abgabeprofil kann z.B. vorprogrammiert und geeignet gespeichert sein. Die Kontrolle der Abgaberate kann durch geeignete Sensoren erfolgen.

Bei den gezeigten Ausführungsbeispielen ist die Nadelantriebsvorrichtung zum Einschießen der Nadel mit der Funktion des Hahnes kombiniert. Es ist ohne weiteres möglich diese beiden Funktionen zu trennen, sodass z.B. zunächst nur die Nadel eingeschossen wird und dann separat ein Hahn geöffnet wird. Es sind auch andere Einstichbewegungen anstelle des einfachen zur Hautoberfläche senkrechten Einschießens möglich. Beispielsweise kann die senkrechte Einstichbewegung mit einer Drehbewegung der Nadel gekoppelt oder die Nadel schräg zur Hautoberfläche eingeschossen werden.

Ansprüche

1. Tragbares Gerät zur subkutanen oder intradermalen Injektion einer flüssigen Wirkstoffformulierung, gekennzeichnet durch eine Kombination aus einem Vorratsbehälter (3) für die Wirkstoffformulierung, einer mit dem Behälter in Verbindung bringbare Injektionsnadel (7), einer Pumpeinrichtung (4,32,34,50) zum Entleeren des Behälters durch die Injektionsnadel, Befestigungsmitteln (16,17) zum Befestigen des Geräts an einer geeigneten Körperstelle des Patienten und einer Nadelantriebsvorrichtung (12-13) zum Einschießen der Injektionsnadel in die Haut des Patienten.

2. Injektionsgerät nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Flusskontrolleinrichtung (20-25).

3. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass es aus zwei Teilen (42,43) besteht, von denen einer mehrfach verwendbar und der andere wegwerfbar ist.

4. Injektionsgerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der wegwerfbare Teil (42) den Vorratsbehälter und der wiederverwendbare Teil eine Antriebseinheit (51-54) für die Pumpeinrichtung (50) enthält.

5. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Vorratsbehälter (3) aus einer durch eine Membran (4) abgetrennten Kammer im Gerät besteht.

6. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Vorratsbehälter (3) aus einem Balg besteht.

7. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Vorratsbehälter (3) aus einem Quetschschlauch besteht.

8. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Vorratsbehälter (3) aus einer Kolbenspritze besteht, deren Zylinder als Vorratsbehälter dient.

9. Injektionsgerät nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein saugfähiges Material zur Wirkstoffaufnahme vorgesehen ist.

10. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Vorratsbehälter vorgesehen sind.

11. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpeinrichtung aus einer von dem Vorratsbehälter durch eine elastische Membran getrennte Kammer besteht, in der Mittel zur Erzeugung eines Drucks vorgesehen sind.

12. Injektionsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Kammer mit Treibdampf gefüllt ist.

13. Injektionsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kammer ein elektrochemisches, photo-chemisches oder chemisches System zur Erzeugung eines Drucks vorgesehen ist.

14. Injektionsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kammer ein Osmose- oder Elektroosmosesystem vorgesehen ist.

15. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpeinrichtung einen mechanischen Antrieb umfasst.

16. Injektionsgerät nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der mechanische Antrieb eine Feder, ein Bimetall, eine Gedächtnislegierung oder ein Uhrentriebwerk umfasst.

17. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpeinrichtung einen elektrischen oder magnetischen Antrieb umfasst.

18. Injektionsgerät nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass als elektrischer oder magnetischer Antrieb eine Elektropumpe, Membranpumpe, piezoelektrische Pumpe, ein elektrisches Uhrentriebwerk oder einen Elektromagneten umfasst.

19. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Befestigungsmittel aus einer Klebschicht bestehen.

20. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Befestigungsmittel ein Pflaster umfassen.

21. Injektionsgerät nach einem der Ansprüche 19 und 20, dadurch gekennzeichnet, dass eine Klebschicht verwendet wird, die ein Lokalanaesthetikum enthält.

22. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Nadel einen Durchmesser von $< 0,5$ mm aufweist.

23. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Nadelantriebsvorrichtung mit einem Hahn kombiniert ist, der die Verbindung zwischen Vorratsbehälter und Injektionsnadel kontrolliert.

24. Injektionsgerät nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass von einer Antriebsfeder nur ein Bruchteil der Federauslenkung ausgenutzt wird.

25. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine elektronische Steuerungseinrichtung zur Steuerung der Pumpeinrichtung vorgesehen ist, wobei die Steuerungseinrichtung mit einem Datenspeicher für ein vorprogrammiertes Abgabeprofil versehen ist.

26. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass als Pumpeinrichtung eine Schlauchquetschpumpe mit veränderlichem Schlauchquerschnitt vorgesehen ist, mit der das Abgabeprofil programmiert werden kann.

27. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Nadelantriebsvorrichtung für eine Einstichtiefe von 0,5-5 mm ausgelegt ist.

28. Injektionsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mit einem Septum verschlossene Öffnungen im Vorratsbehälter vorgesehen sind, durch die dieser kurz vor dem Gebrauch aufgefüllt wird.

29. Injektionsgerät nach Anspruch 1 gekennzeichnet durch die Kombination mit Sensoren zur Steuerung oder Regelung der Abgaberate.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

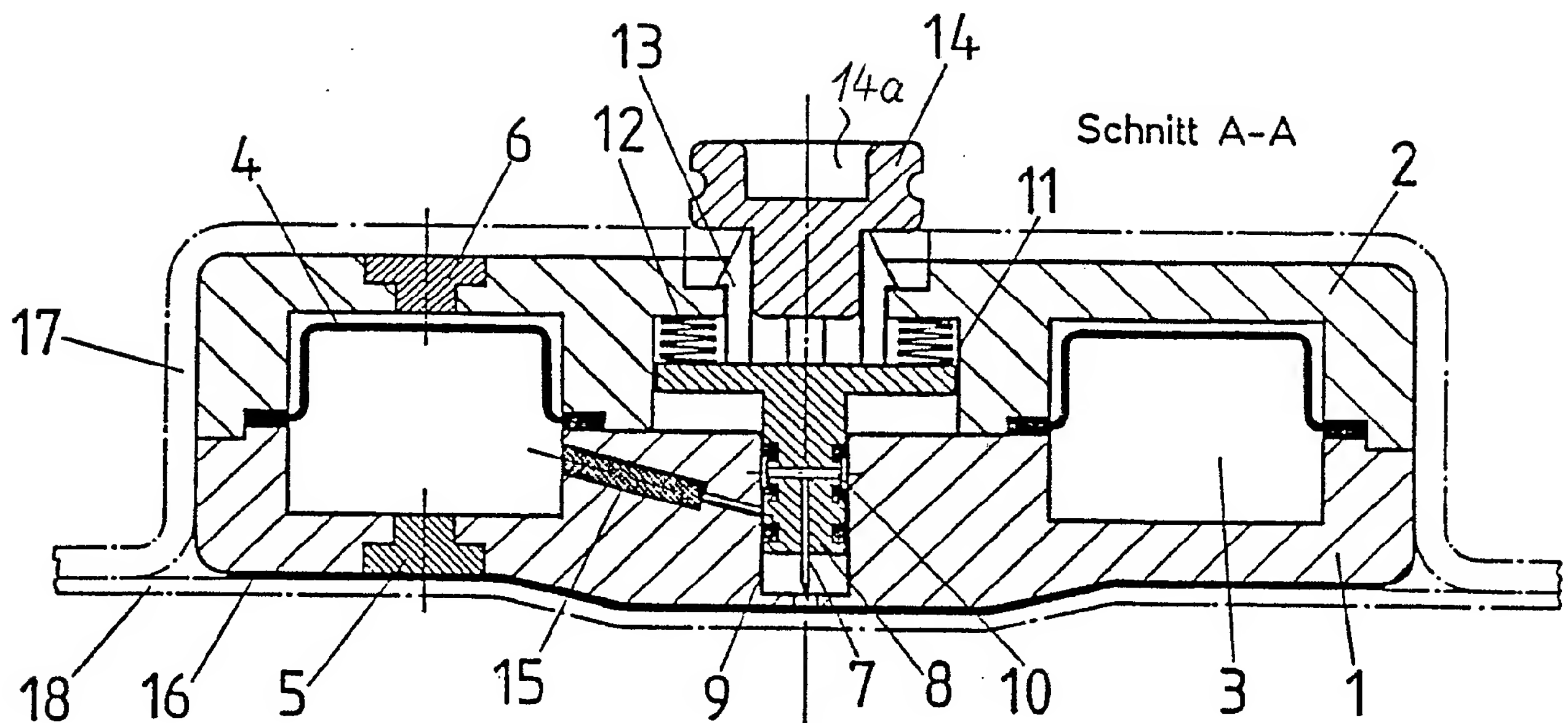


Fig. 1

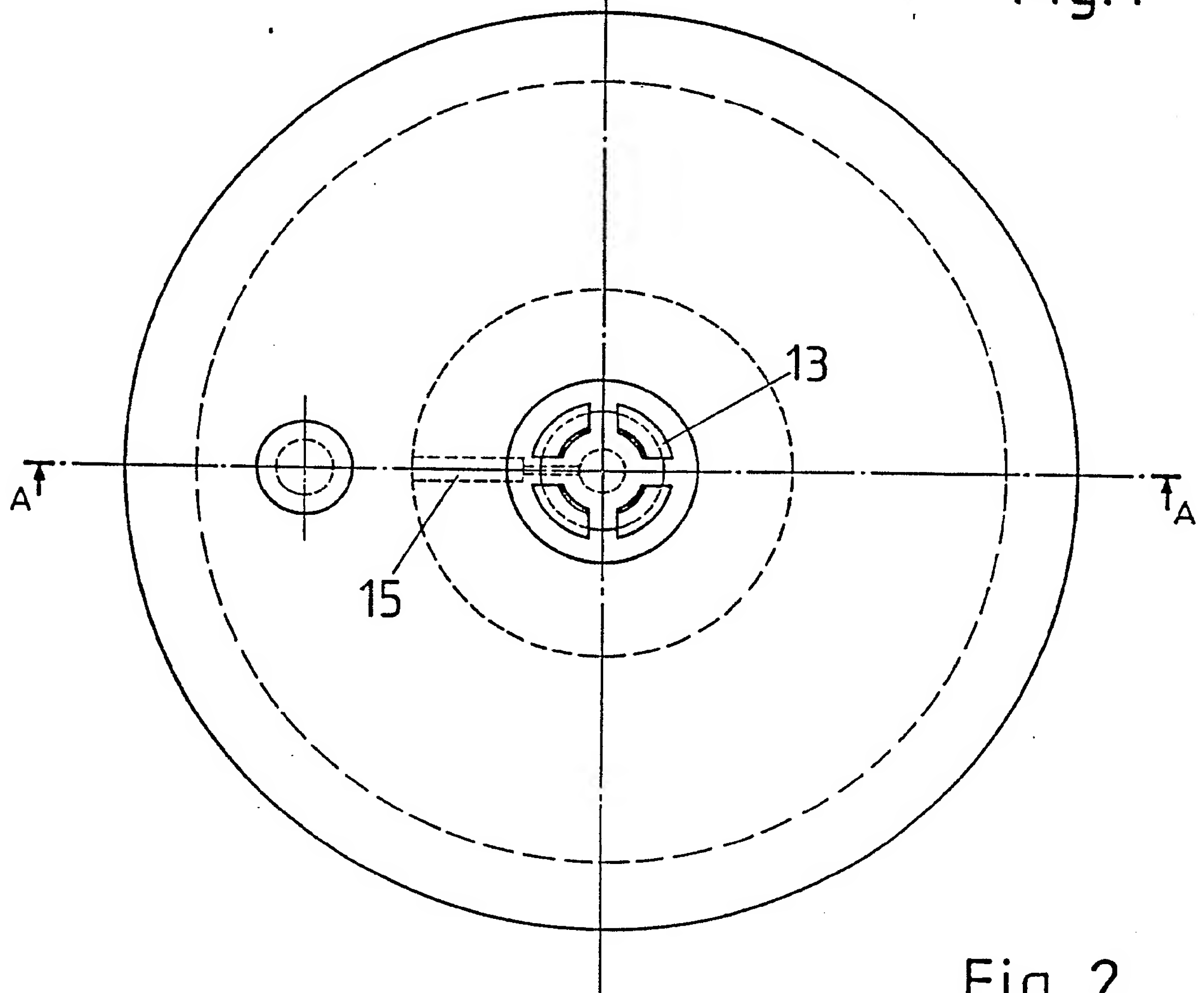
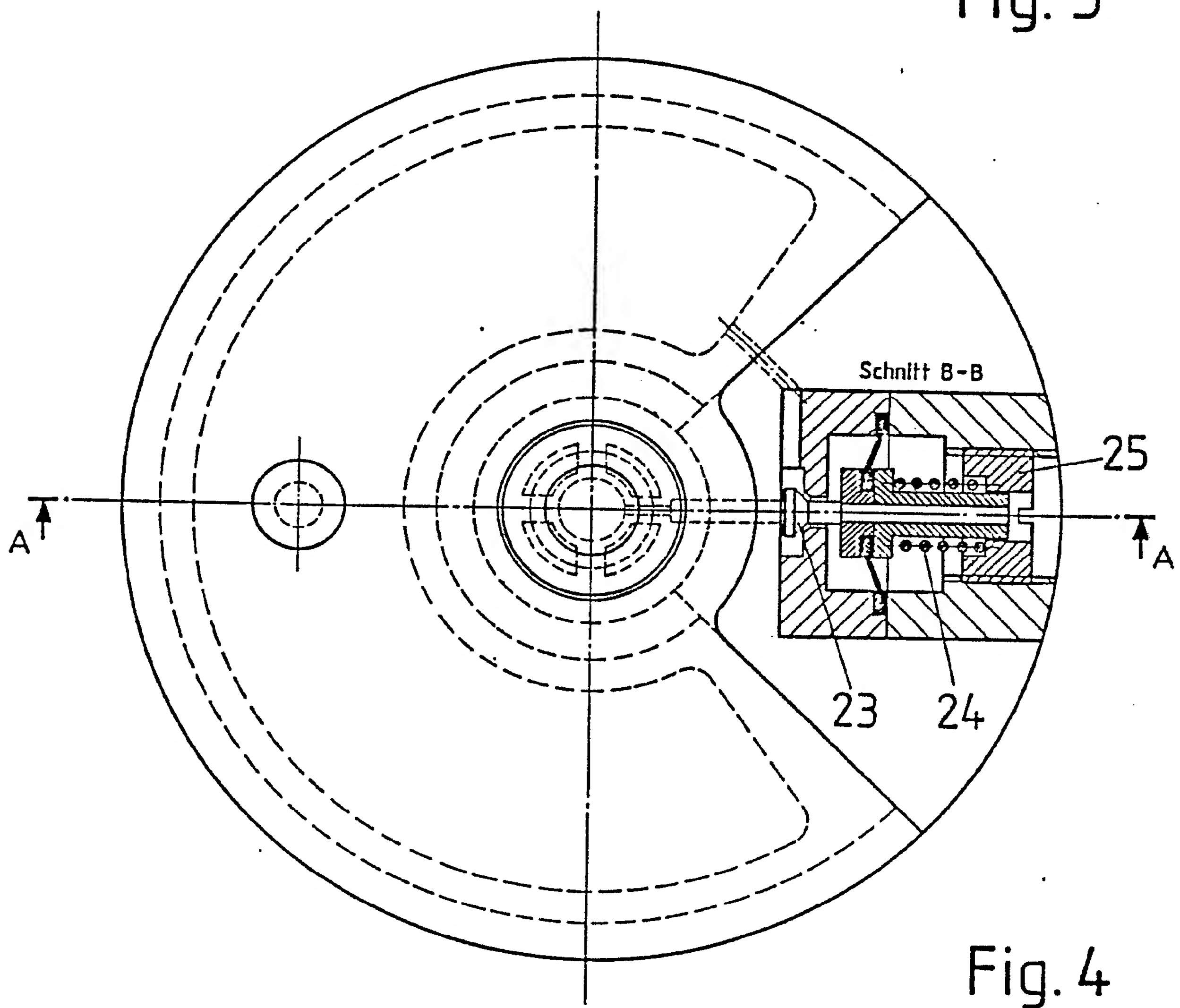
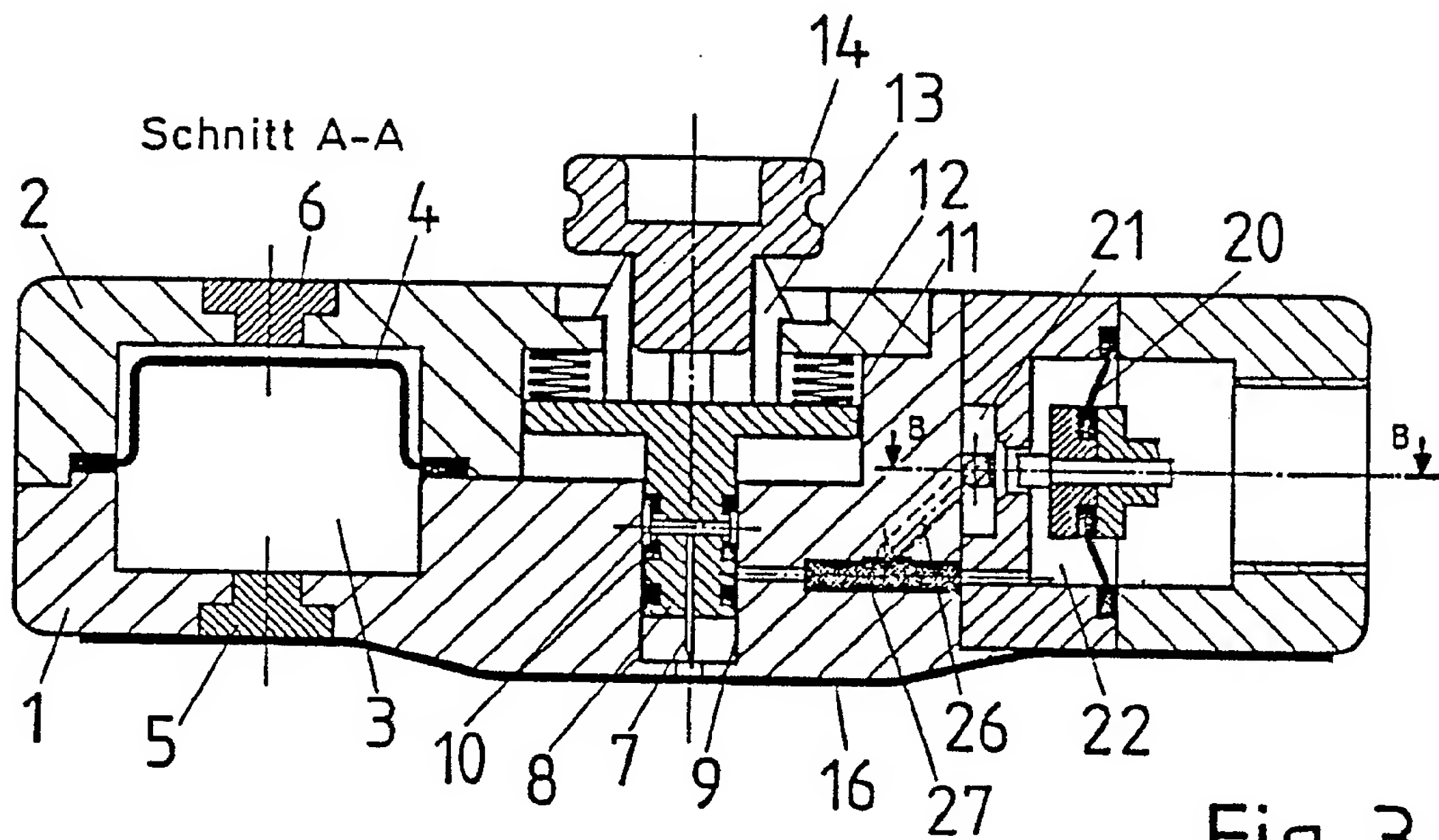
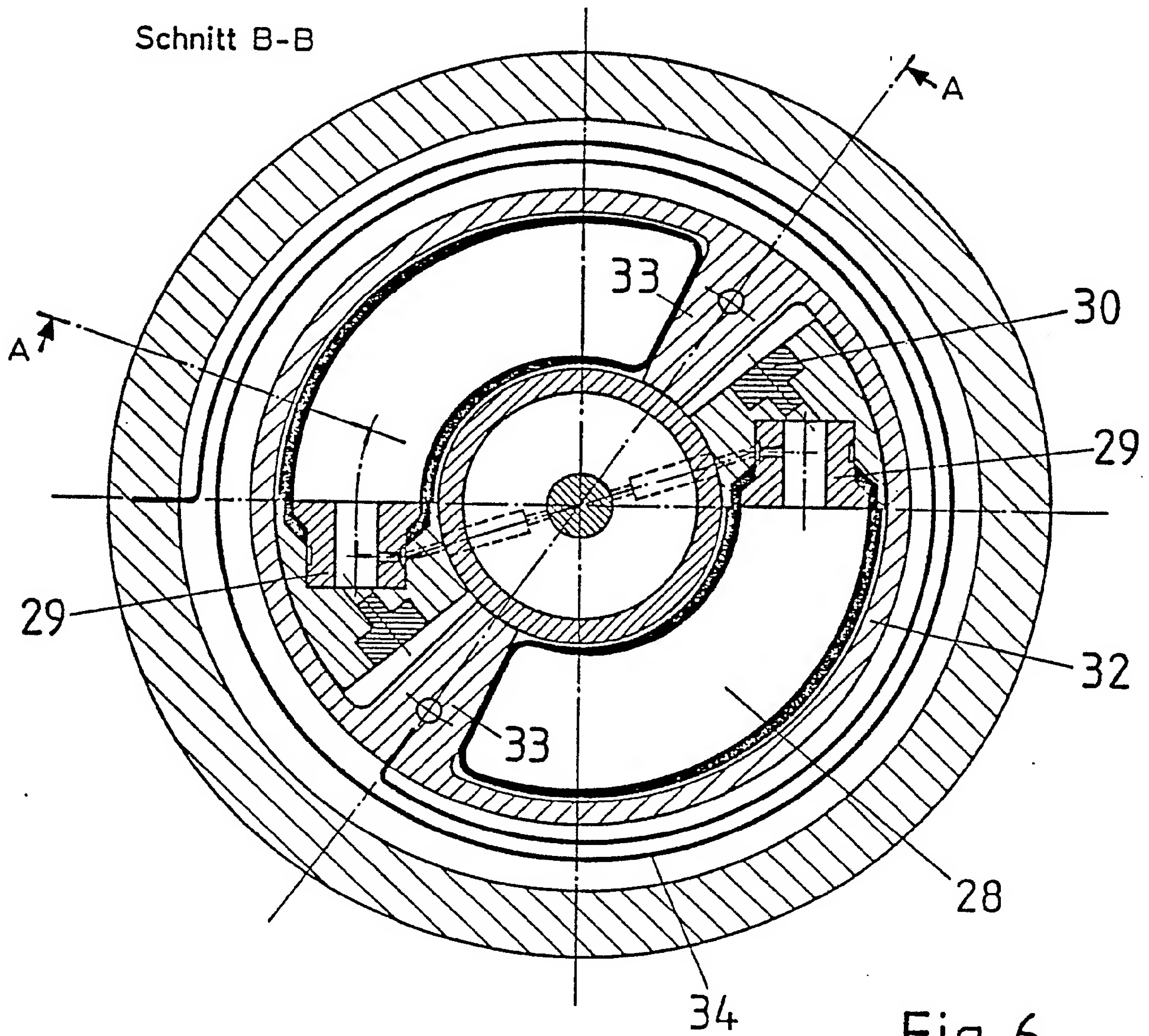
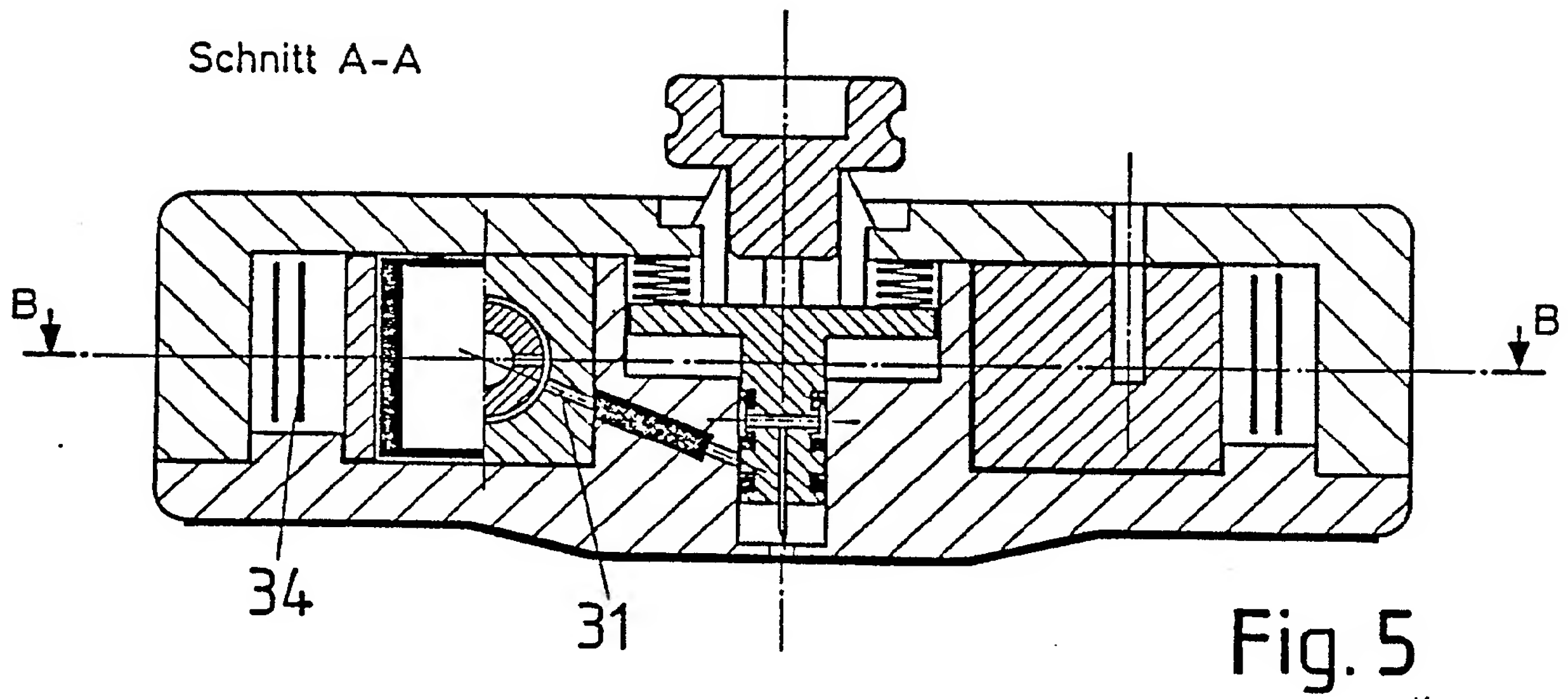
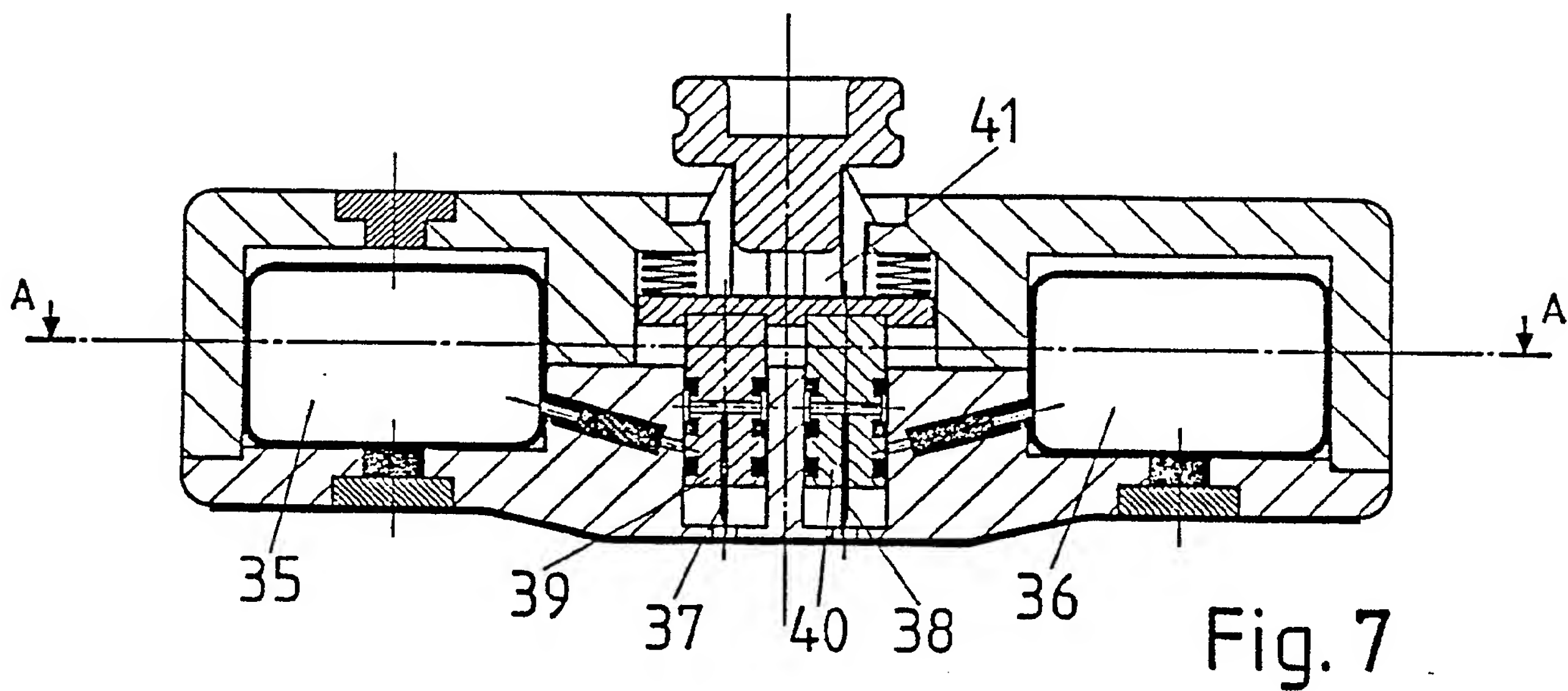


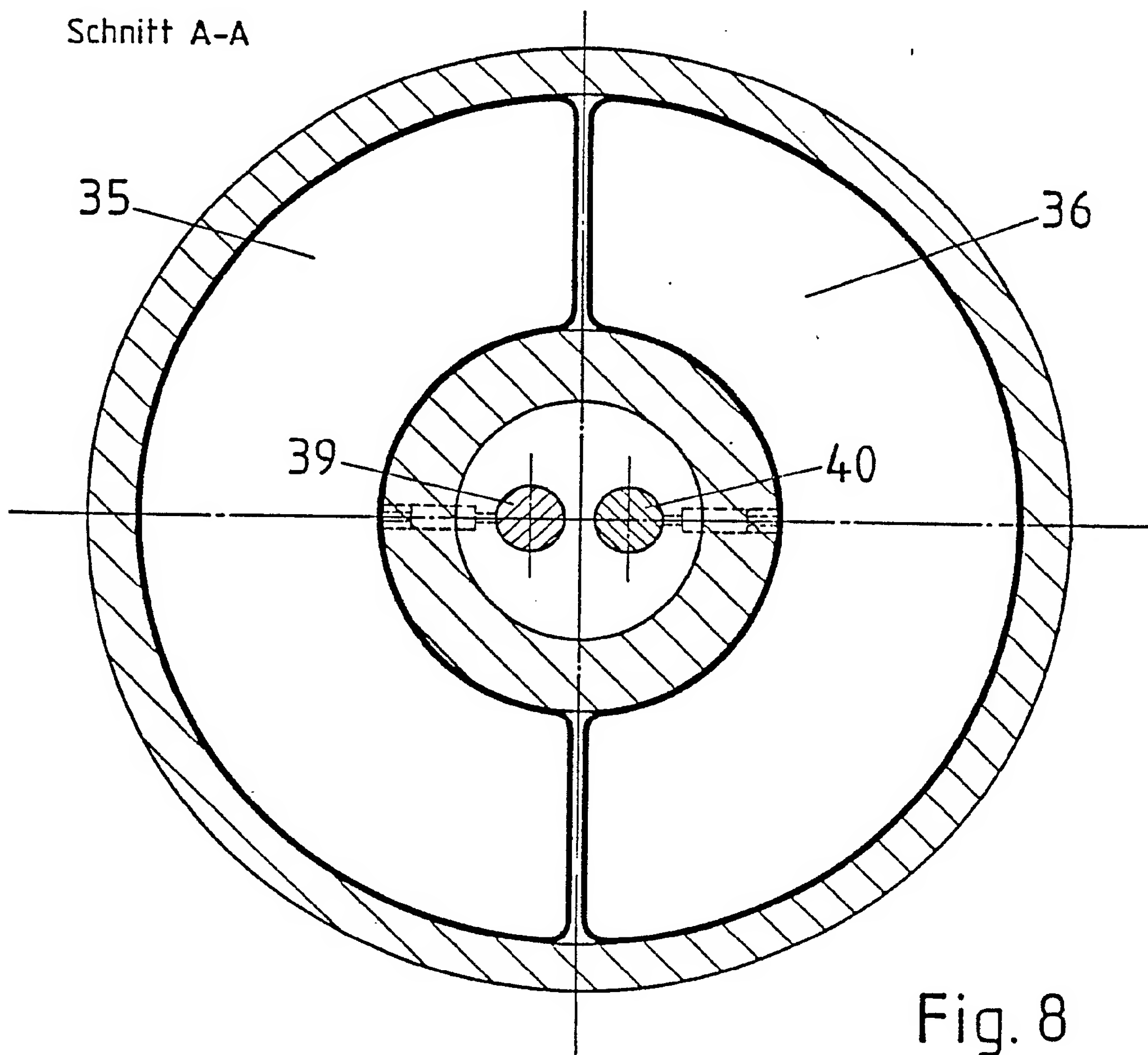
Fig. 2







Schnitt A-A



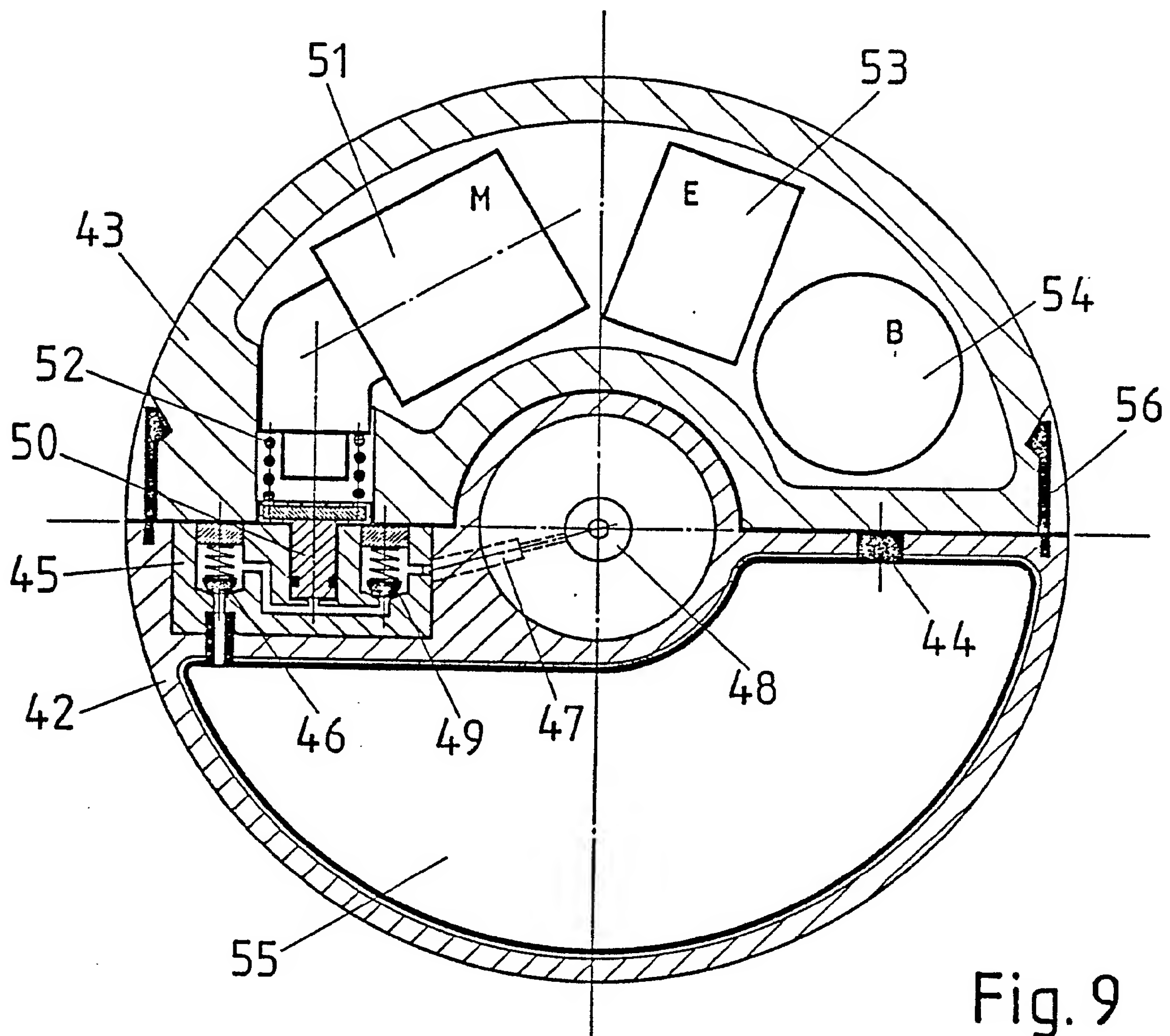


Fig. 9